

보폭 비대칭을 보이는 뇌졸중 후 편마비 환자를 위한 체중이동 훈련 시스템 개발

Development of Weight Shifting Training System using Biofeedback for Post-stroke Hemiplegic Patients with Step Length Asymmetry

김세은¹, 김덕용², 김정훈³, 최종현¹, 주소영², 강나경², 백윤수^{1,✉}
Seeun Kim¹, Deog Young Kim², Jung Hoon Kim³, Jong Hyun Choi¹,
So Young Joo², Na Kyung Kang², and Yoon Su Baek^{1,✉}

¹ 연세대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Yonsei Univ.)

² 연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학연구소 (Department and Research Institute of Rehabilitation Medicine, Yonsei Univ. College of Medicine)

³ 연세대학교 사회환경시스템공학부 (School of Civil and Environmental Engineering, Yonsei Univ.)

✉ Corresponding author: ysbaek@yonsei.ac.kr, Tel: +82-2-2123-2827

Manuscript received: 2012.9.10 / Accepted: 2013.1.16

The aim of this study was to develop and verify gait training system for post-stroke hemiplegia patients with step length asymmetry. Most post-stroke hemiplegic patients show gait asymmetry and weight shifting training has been suggested as a useful method for improving the walking ability. However, verbal cue by physical therapist may be not effective. Therefore, our weight shift training system was designed to give a feedback to patients through precise plantar pressure and center of pressure (COP) measurement. This weight shifting biofeedback training system is composed of F-Scan plantar pressure measurement system and software development kit (SDK) for Windows operating system. Two post-stroke patients with step length asymmetry were enrolled in this study. After training for six weeks, the weight shift score and step length ratio of two all patients were improved and approached to them of non-disabled. This system developed in this study may improve the step length asymmetry, and therefore this system is also expected to improve a walking ability in hemiplegic patients.

Key Words: Stroke Rehabilitation (뇌졸중재활), Hemiplegia (편마비), Center of Pressure (압력중심), Step Length Asymmetry (보폭비대칭), Weight Shift (체중이동)

1. 서론

뇌졸중은 국내에서 단일 장기질환으로는 사망률이 3 위에 달하는 주요질환이며, 성인에게 장애를 초래하는 가장 흔한 질병이다. 뇌졸중은 특히 55 세 이상의 경우 발생비율이 매 10 년마다 2 배씩 증가한다. 뇌졸중 환자의 대부분은 편마비를

보이기 때문에 이를 해결하는 것은 고령화 사회로 빠르게 변하는 우리나라에서 필수적이다.¹

뇌졸중으로 인한 보행 능력 상실 및 비정상적 보행 양상은 매우 흔하며 손상된 보행 능력을 향상시키는 것은 뇌졸중 재활의 가장 중요한 목표이다.² 실제로 보행 기능 회복은 편마비 환자들이 가장 기대하는 치료 효과 중 하나로,³ 다른 기능의

회복에 비해 만족도가 크다.

대부분의 편마비 환자는 양 발에 체중을 고르게 신지 못하는 Weight bearing asymmetry(WBA) 증상을 보인다. 그 원인은 환측 하지에 체중을 정상적으로 신지 못하여 자기 체중의 61%~80%정도를 견축에 신게 되기 때문이다.⁴ 이러한 체중지지는 걷는 자세를 불안정하게 하고, 그로 인해 보폭(Step length)도 서로 비대칭이 된다.⁵ 이를 해소하기 위해 고전적인 훈련으로 양 발에 체중을 고르게 신도록 유도 하는 방법을 사용한다.^{6,7} 이러한 체중 지지 훈련은 이전 연구를 통해 환자의 걷는 속도를 증가시키고, 균형을 잘 잡을 수 있게 하며 낙상의 위험도 줄어들게 된다.⁸ 또한 걷는 능력을 향상시키는 데에는 다리 근력을 증가시키는 것보다 서있는 자세의 균형조절능력을 향상시키는 것이 더 중요하다는 연구 결과도 있다.⁹

편마비 환자 들은 보행 시 이미 견축에 많은 체중을 싣고 있어 견축 다리에 체중이 실리는 입각기에 있을 때 견축 체중 지지가 잘 일어나므로 환측 다리는 앞으로 많이 나가고, 반대의 경우 환측 다리가 체중이 실리는 입각기에 있을 때 환측 체중 지지가 잘 일어나지 못하여 견축 하지가 앞으로 나가지 않게 되어 보폭 비대칭이 보이게 된다.¹⁰ 따라서, 기존의 균형을 유지하는 수준을 넘어서 환측에 더 많은 체중을 실을 수 있게 훈련해야 한다. 보행 모방 훈련을 통해 환자가 환측에 충분히 체중을 실을 수 있다면 보폭 비대칭이 호전되어 편마비 환자의 비정상적인 보행 양상을 개선할 수 있으리라 생각된다. 이러한 개념을 기초로 본 연구에서는 환자가 환측 발 앞쪽에 체중을 충분히 실을 수 있도록 환측 Center of pressure(COP)를 발뒤꿈치에서 발가락으로 옮기도록 유도하는 바이오 피드백 훈련 시스템을 개발하고 그를 검증하고자 하였다.

기존의 WBA 측정 및 보행 훈련은 주로 물리 치료사가 환자에게 체중을 환측에 신도록 지시하거나 체중계 등의 힘 측정 장치를 사용하여 양 발의 체중 분배 정도를 측정한 뒤, 환자가 취할 행동을 지시하는 방법이 사용되었다.¹¹ 그러나 이러한 방법들은 훈련도중 정확한 체중 이동 정도를 실시간으로 추적할 수 없으므로 환자는 정확한 체중 분배 상태를 알 수 없고 피드백 또한 정확하지 않아 높은 훈련 효과를 기대하기 어려우며,⁵ 환자들은 즉각적이고 이해하기 쉬운 피드백 없이는 정확히 훈련지시에 따르지 않는다.¹¹ 특히 편마비 환자의 경우 뇌 손상으로 인해 인지 기능 저하도

같이 동반되므로 보다 나은 훈련 효과를 위해서는 이해하기 쉽고 즉각적인 피드백이 필수이다.

이전에 바이오 피드백을 이용한 체중 이동 훈련 연구로는 Nintendo 社의 Wii Balance board 를 이용한 체중 분배 훈련⁵ 과 Andante 社의 SmartStep¹² 등이 있다. 이들은 체중 분배를 기반으로 환자들에게 시각적, 청각적 피드백을 제공하였다. 이외에도 Treadmill¹³ 이나 Actuator^{14,15} 를 이용하여 보행을 보조하는 시스템 등 다양한 연구가 진행되고 있다. 그러나 기존의 연구 들은 정적으로 서 있는 자세에서 체중의 이동을 유도하거나 보행 동안의 체중 지지를 피드백 하여 보행 시 체중의 이동이 일어나는 시기인 양하지 지지기(double supporting phase) 때의 체중 이동에 별다른 피드백을 줄 수 없다는 단점이 있다. 이에 본 연구는 운동을 보조하는 Actuator 가 없는 상태에서 걷는 자세를 모방하는 훈련을 통해 편마비 환자의 보폭 비대칭을 감소시키는데 초점을 맞추었다.

본 연구에서는 F-Scan(Tekscan. USA)¹⁶ 하드웨어 시스템과 Software Development Kit(SDK)를 이용하여 족저압을 실시간으로 측정 및 처리하여 훈련하는 동안에 환자의 훈련 상태를 즉시 알 수 있도록 피드백이 가능한 시스템을 개발하여 뇌졸중 후 편마비 환자 2 명을 대상으로 예비 실험을 시행하여 시스템이 이용 가능한지 알아보고자 하였다.

2. Method

2.1 체중이동 훈련 모델

훈련 자세는 양 발을 어깨 넓이로 벌린 후, 환측을 약 30 cm 가량 앞에 위치한 채 직립한 자세이다(Fig. 1). 환자는 이 자세에서 가슴을 곧게 편 채 몸을 앞으로 움직여 환측에 체중을 싣는다. 이때 견축 발뒤꿈치는 지면에서 떨어지게 되고 환측의 COP 는 발가락과 점점 가까워지게 된다. 이 자세를 몇 초 동안 유지한 후 천천히 몸을 뒤로 움직여 처음 자세로 되돌아 온다. 훈련 기준을 정하기 위해 보폭에 비대칭이 생기지 않는 정상인 남녀 10 명을 대상으로 훈련을 수행해 최대 체중 이동 정도를 평균을 내어 환자의 훈련 평가에 반영하였다. 실험 대상자들은 남자 6 명, 여자 4 명이었으며 평균 신장은 168.70 ± 9.45 cm, 평균 몸무게는 65.00 ± 13.98 kg, 평균 나이는 28.20 ± 1.81 세, 평균 Step length ratio(SLR)는 1.05 ± 0.05 이었다. 이 집단의 경우 위와 같은 자세에서 환측의 발 뒤꿈치로



Fig. 1 Weight shift training posture

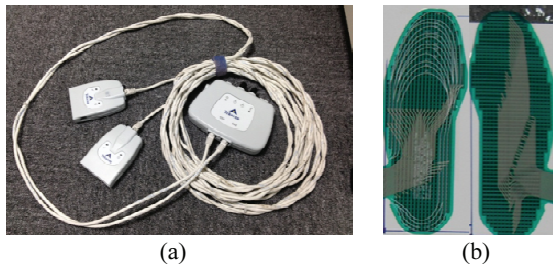


Fig. 2 F-Scan hardware (a) Sensor receiver (b) Insole sensor

부터 최대 COP 위치의 길이가 발길이의 76% 수준이었으며, 발의 전체 압력 대비 발 앞쪽의 최대 압력은 62% 수준으로 측정되었다. 이를 100% 수준으로 하여 환자의 체중 이동 정도를 평가하였다.

2.2 Hardware Specification

족압 측정용으로 F-Scan 을 사용하였다(Fig. 2). F-Scan 은 부드러운 소재의 깔창 센서를 사용하여 신발에 맞게 잘라서 넣을 수 있도록 되어있다. 센서는 총 960 개의 cell 이 60*21 매트릭스 형태로 구성되어 있으며 최대 862 kPa 까지 측정할 수 있다. 센서 데이터는 최대 50 Hz 까지 받을 수 있으며 PC 에 USB 로 연결하여 데이터를 주고 받을 수 있다. 하드웨어에 직접 접근할 수 있는 SDK 가 있어서 개발자가 원하는 용도의 프로그램을 직접 개발할 수 있다.

2.3 System Identification

프로그램은 크게 측정 모드와 훈련 모드로 이루어져 있다(Fig. 3). 그림에서 보듯이 환자는 훈련 전에 측정을 먼저 수행해야 한다. 치료사는 프로

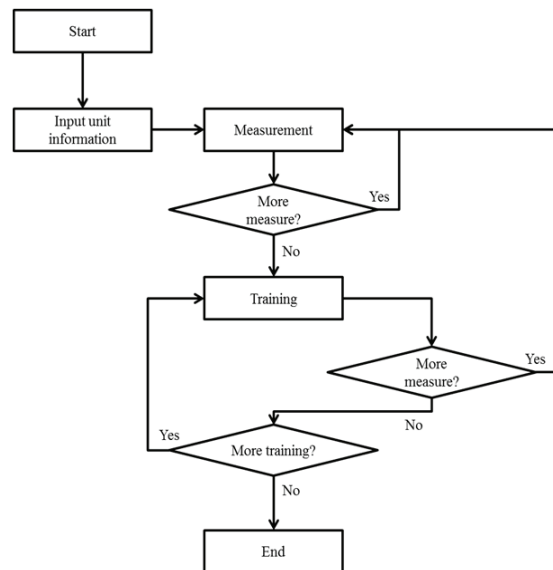


Fig. 3 System flow diagram

그램을 실행시킨 후 환자의 정보가 들어있는 파일을 열어 훈련 준비를 한다. 측정 단계에서는 환자의 훈련 상태 평가를 위한 정보를 수집하고 그것을 처리하여 평가에 반영할 수 있도록 한다. 측정을 실행하면 먼저 5 초 간 가만히 선 상태에서 발 길이와 접촉범위, 뒤꿈치의 위치를 얻어낸 후 10 회 정도 훈련 동작을 수행한다. 화면에는 환자의 상태가 실시간으로 막대 그래프 형태로 그려진다. 측정을 종료하면 매 회당 최대 체중 분배 정도를 평균을 내어 치료사는 이 수치를 기준으로 환자가 훈련할 단계를 1% 단위로 설정할 수 있도록 하였다.

훈련 모드를 실행하면 가로로 된 막대 그래프가 화면에 실시간으로 표시되며 치료사는 환자가 측정 모드에서 설정한 목표 체중 분배 정도(%)인 그래프의 오른쪽 끝까지 색깔을 채우도록 유도한다. 환자가 훈련 동작을 한 번 수행하고 나면 그때 달성한 최대 체중 이동 정도가 화면에 실시간으로 표시되어 훈련 동작이 끝날 때 마다 환자가 얼마나 목표를 달성했는지 쉽게 알 수 있다. 훈련 전체를 마친 후에는 환자가 매 회 훈련 동작을 수행할 때마다 달성한 최고 체중 이동 정도와 목표에 달성한 횟수, 평균 체중 이동 정도, 목표 달성을 등을 Excel 프로그램에서 읽을 수 있는 CSV 파일 포맷으로 기록하여 하드디스크에 저장하도록 개발하였다.

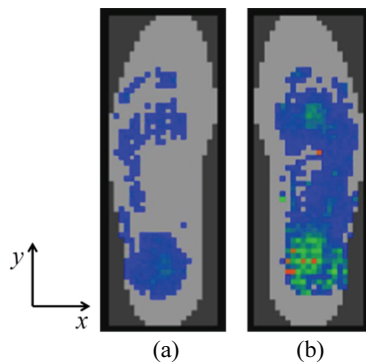


Fig. 4 Weight distribution (a) affected (b) unaffected

2.4 Measure & Analysis algorithm

F-Scan 의 깔창 센서를 사용 하여 양 발의 접촉 압력을 각각 unsigned character 60*21 매트릭스로 읽어 들여 측정 및 평가에 사용하였다. 환측 압력은 환자의 체중 이동 정도(COP trajectory, forefoot pressure analysis)를 평가하는데 사용하였고 건측 압력은 환자의 신체 정보 (접촉 범위, 뒤꿈치의 위치 등)를 획득하고 훈련 동작을 구분하는 용도로 사용하였다.

2.4.1 Foot measurement

프로그램에서 수행되는 체중 이동에 대한 모든 평가는 훈련 전 측정하는 건측의 최대 접촉 면적과 그것에서 산출된 발 길이를 기준으로 진행된다. 환자가 훈련 자세를 취한 채로 서 있을 때 프로그램은 건측 매트릭스에서 의미 있는 값을 가지는 첫 행(발가락)과 마지막 행(뒤꿈치)을 알아내어 그사이를 발의 접촉 범위로 설정하였다. 건측을 기준으로 한 이유는 편마비 환자는 환측에 체중을 잘 싣지 못하여 센서가 발의 정보를 충분히 받을 수 있을 만큼 압력이 측정되지 않아 정확한 기준 선정에 어려움이 있지만, 그에 비해 건측은 상대적으로 체중이 많이 실려있으므로 센서가 힘을 충분히 받아 비교적 정확한 발 모양을 입력 받을 수 있기 때문이다(Fig. 4).

2.4.2 Weight shift analysis

환측의 체중 이동 정도를 분석하는데 다음의 두 가지 방법을 사용하였다. 첫 번째로, 환측 COP와 사전 측정을 통해 얻은 뒤꿈치의 위치 사이의 y 축 방향 길이를 구하여 발길이의 76%(정상인의 평균 최대 COP 도달수치) 대비 몇 % 정도 이동하

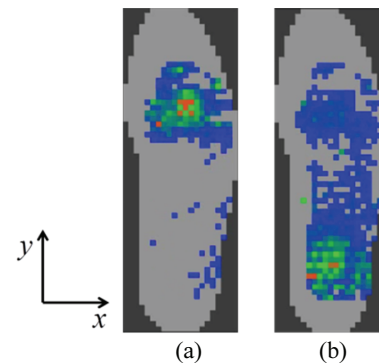


Fig. 5 Weight distribution of unaffected foot (a) heel off (b) heel contact

였는지를 판단하는 방법을 이용하였다. COP 를 구하는 공식은 아래와 같다.¹⁷

$$COP(\bar{x}, \bar{y}) = \left[\frac{\sum p_{xy} x_m}{\sum p_{xy}}, \frac{\sum p_{xy} y_n}{\sum p_{xy}} \right] \quad (1)$$

(x_m : matrix 의 m 번째 열의 index, y_n : matrix 의 n 번째 행의 index, p_{xy} : matrix 의 (x_m, y_n)의 압력 수치)

두 번째로, 측정 시 구한 발의 접촉범위를 길이 방향으로 3 등분하여 환측의 전체 압력의 62%(정상인의 평균 최대 압력 도달 수치) 대비 발 앞쪽의 압력 비율을 산출하여 체중의 이동 정도를 판단하는 방법을 이용하였다. 두 방법 모두 수치가 100%에 가까울수록 정상인과 비슷한 체중 이동 능력에 도달했다고 말할 수 있다. 측정 할 때에는 두 방법을 모두 사용할 수 있도록 하였고, 훈련 할 때에는 치료사가 둘 중 하나를 선택하여 훈련할 수 있도록 하였다.

2.4.3 Step Counting

환자의 훈련 동작 횟수를 세고 매 훈련 동작이 끝났을 때를 정확히 파악하기 위해 건측 매트릭스를 분석하여 훈련 동작의 단위를 구분하도록 개발하였다. 측정 모드에서 구한 건측 발의 지면 접촉 범위를 3 등분하여 뒤꿈치에 해당하는 부분에 가해지는 압력 칸의 개수를 세어 뒤꿈치가 떨어졌을 때와 지면에 닿았을 때를 판단하도록 하였다. 뒤꿈치가 떨어진 상태와 지면에 닿은 상태의 뒤꿈치 부분의 압력 칸의 개수가 확연히 다른 것을 알 수 있었다. 그러나 뒤꿈치가 떨어진 상태에도 센서가

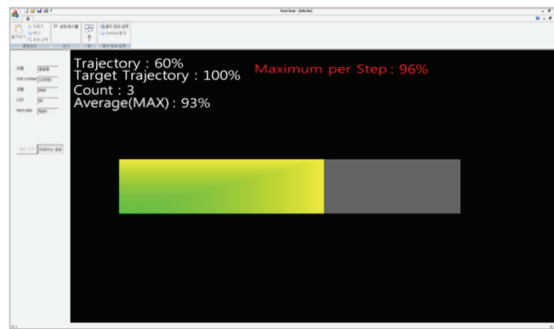


Fig. 6 Biofeedback visualization

항상 신발 밑창과 발 사이에 접촉하고 있기 때문에 압력 값이 완전히 0 이 되지는 않았다(Fig. 5).

2.4.4 Biofeedback

환자가 훈련을 수행할 때 훈련에 더 매진할 동기를 부여하기 위해 환자의 체중 이동 정도에 따라 이해하기 쉬운 시각적 피드백을 제공하였다. 막대 그래프의 색깔 채움 정도를 통해 환자의 체중 이동 정도를 실시간으로 보여주고, 한 단위의 훈련 동작이 끝났을 때 환자가 도달한 최대 체중 이동 정도를 화면에 표시하도록 개발하였다(Fig. 6).

2.5 Experiment

2.5.1 Experiment Subjects

세브란스 병원 재활의학과에 입원하고 있는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 2 명을 대상으로 하였다. 대상자 모두 다른 사람이나 기구의 도움 없이 혼자 서있을 수 있고, 10 m 이상 독립적인 보행이 가능하였으나, SLR 이 1.1 이상으로 양 발의 보폭이 서로 다른 환자였다. 이들은 뇌졸중 이외에 다른 정형외과적, 신경외과적 질환이 없고, 과거에 뇌졸중이 발생한 적이 없으며 모두 연구를 위한 정보 제공에 동의하였다. 대상자 1 은 29 세 남자로 진단명은 기저핵 출혈로 인한 좌측 편마비, Fugl-Meyer Motor Assessment Scale 하지 점수는 34 점 만점에 17 점, Functional Ambulatory Category 는 5 점으로 실내뿐만 아니라 실외에서도 보행이 가능한 상태였다. 대상자 2 는 42 세 여자 환자로 진단명은 시상출혈로 인한 우측 편마비, Fugl-Meyer Motor Assessment Scale 하지 점수는 34 점 만점에 14 점, Functional Ambulatory Category 는 3 점으로 실내에서 타인의 도움 없이 10 m 정도 보행이 가능한 상태였다. 본 연구진은 환자의 정보를 윤리적으로 사용하였다.

2.5.2 Experiment Method

대상자는 하루에 한 번 20 분 동안 훈련을 수행하였고, 일주일에 3 번씩 총 6 주 훈련을 수행하였다. 환자가 훈련 할 때마다 훈련 직전 훈련자세를 10 번 수행하여 개발된 프로그램을 통하여 체중 이동 정도를 평균 낸 후, 그 값에 5%를 더하여 목표치로 설정하였다. 10 분 동안 훈련을 수행한 후에는 5 분 동안의 휴식 후 이 과정을 한번 더 반복하여 하루 훈련을 하였다(Fig. 7).

훈련 기간 중 훈련 직전에 환자의 체중 이동 정도를 반영하는 COP trajectory 와 forefoot pressure 의 변화를 매주 측정하였다. COP trajectory 는 체중 이동 훈련 자세에서 최대한 몸을 전방으로 이동 시 전체 발길이 대비 뒤꿈치로부터의 최대 COP 위치(%)로 정하였고, forefoot pressure 는 체중 이동 훈련 자세에서 최대한 몸을 전방으로 이동 시 전체 족저압 대비 전방 1/3 의 족저압 비율로 정하여 측정하였다. 또한 F-scan 을 이용하여 훈련 전후의 독립적인 보행 시 각 보행 시기 별 COP 위치를 측정하였고, 3 차원 동작분석기인 VICON Nexus 시스템(Vicon Motion Systems, UK)을 이용하여 훈련 전후의 시공간적 지표(temporo-spatial parameter) 및 SLR 을 구하여 보행능력 변화를 비교하였다. SLR 은 환측의 보폭을 건측의 보폭으로 나누어 구하였다.

3. Result

3.1 Weight Shifting

환자들의 매주 체중 이동 정도를 비교해 보았을 때 주마다 차이를 보이지만, 대상자 1 의 COP trajectory 는 훈련 전 49.92%에서 54.52%로 약 9% 증가되었고, 대상자 2 는 41.84%에서 46.29%로 약 6 ~ 9%정도 증가되었다. 전체 족저압 대비 전방 족저압 비율인 forefoot pressure 는 대상자 1 은 21.87%에서 25.35%로 약 16%정도 증가되었고, 대상자 2 는 20.65%에서 27.42%로 약 33% 증가되어, 대상자 모두에서 COP trajectory 및 forefoot pressure 가 향상되어 훈련을 통해 전방으로 체중 이동이 가능함을 알 수 있었다(Fig. 8).

3.2 COP position

훈련 전후 환측 하지의 COP 위치의 변화를 보면 대상자 1, 2 모두에서 환측 하지의 초기 접지기(initial contact), 건측 하지의 뒷꿈치떼기 시기(opposite limb toe-off), 건측 하지의 초기 접지기

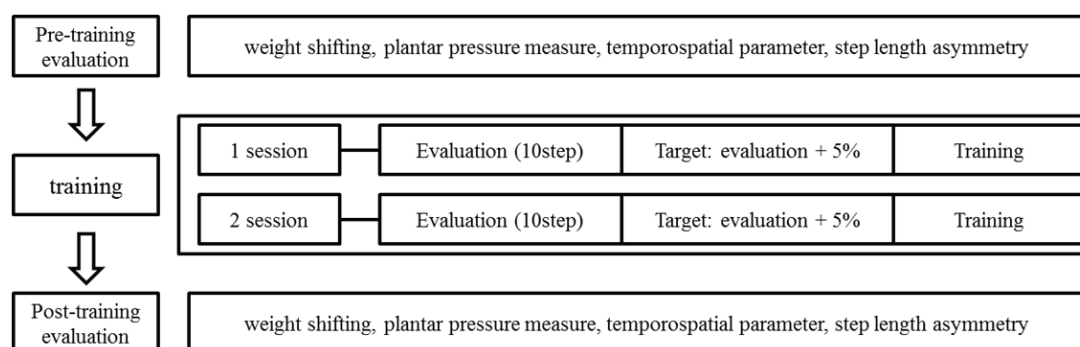


Fig. 7 Experiment and analysis method

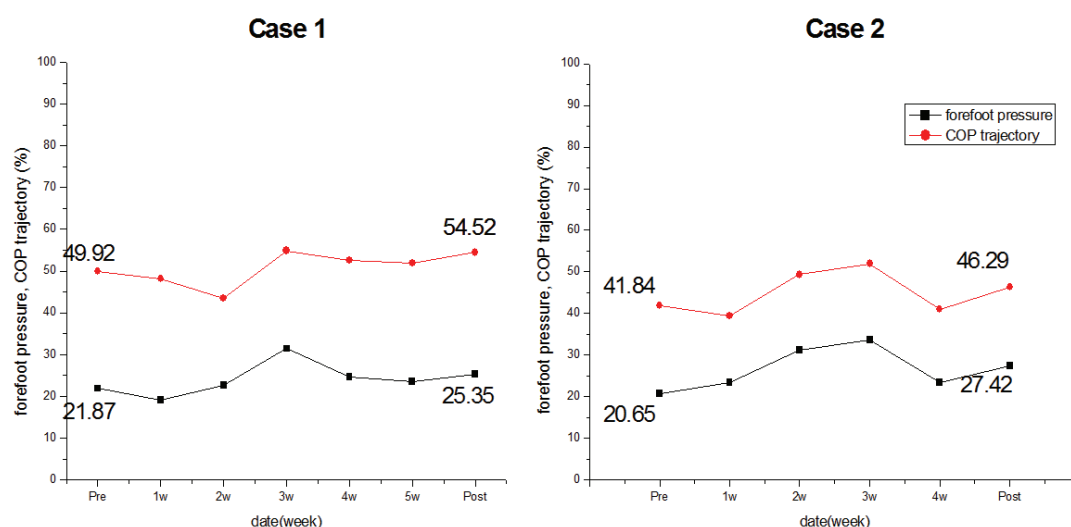


Fig. 8 Weight shifting ability progress during the training

Table 1 Changes of COP position on affected lower limb after training (mean±SD)

| Case 1 | Before | After |
|-----------------------------------|-------------|-------------|
| Initial contact (%) | 14.23±2.60 | 18.60±1.81 |
| Opposite limb toe-off (%) | 33.21±14.79 | 38.05±17.81 |
| Opposite limb initial contact (%) | 61.49±4.07 | 70.98±4.72 |
| Toe-off (%) | 58.14±1.58 | 60.47±0.29 |
| Case 2 | Before | After |
| Initial contact (%) | 15.28±3.50 | 16.16±4.56 |
| Opposite limb toe-off (%) | 58.32±2.16 | 62.08±5.72 |
| Opposite limb initial contact (%) | 57.36±1.28 | 69.04±2.20 |
| Toe-off (%) | 56.96±2.33 | 66.56±3.00 |

(opposite limb initial contact) 및 환측 하지의 뒷꿈치 떼기(toe-off) 시기에서 COP 위치가 모두 증가되어 독립적인 보행하는 동안 체중이 전방으로 이동되었음을 알 수 있었다(Table 1).

3.3 Temporospatial parameter & step asymmetry

3 차원 동작 분석기를 이용하여 훈련 전후의 시공간적인 지표를 비교하면, 보행 속도(walking speed)는 대상자 1 은 0.54 m/sec 에서 0.56 m/sec 로 4%정도 향상되었고, 대상자 2 는 0.12 m/sec 에서 0.14 m/sec 로 17%정도 향상되어 대상자 모두 향상되었으나, 분속수(cadence) 및 보폭은 대상자 간에 일정한 변화를 보이지 않았다. 단하지 지기기 시간 (single support time)은 대상자 1, 2 모두에서 훈련 전에 비해 훈련 후 각각 약 5%, 29% 길어

Table 2 Changes of temporospatial parameter on affected lower limb after training (mean±SD)

| Case 1 | Before | After |
|-------------------------|------------|------------|
| Cadence (steps/min) | 76.38±9.32 | 70.91±5.91 |
| Walking Speed (m/s) | 0.54±0.09 | 0.56±0.05 |
| Step Length (m) | 0.49±0.02 | 0.51±0.04 |
| Single Support Time (s) | 0.42±0.09 | 0.44±0.10 |
| Double Support Time (s) | 0.59±0.08 | 0.59±0.13 |
| Case 2 | Before | After |
| Cadence (steps/min) | 32.09±7.08 | 35.20±3.56 |
| Walking Speed (m/s) | 0.12±0.02 | 0.14±0.02 |
| Step Length (m) | 0.28±0.04 | 0.27±0.03 |
| Single Support Time (s) | 0.24±0.05 | 0.31±0.04 |
| Double Support Time (s) | 2.90±0.87 | 2.44±0.28 |

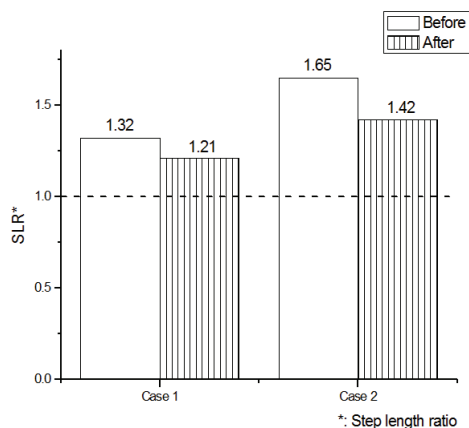


Fig. 9 Changes of step length ratio after training

졌다. 하지만 양하지 지지기 기간은 대상자 1 에서는 큰 차이를 보이지 않았으나, 대상자 2 는 훈련 전에 비해 감소되어 향상되었음을 알 수 있었다(Table 2).

SLR 은 6 주 훈련 전과 후를 비교했을 때, 대상자 1 은 1.32 에서 1.21, 대상자 2 는 1.65 에서 1.42 로 대상자 모두에서 정상수치(0.9 ~ 1.1)에 가깝게 개선되었다(Fig. 9).

4. Discussion

두 환자 모두 체중 이동 능력과 SLR 이 개선되

어 정상 수치에 가까워 졌음을 알 수 있었다. 대상자 들은 각자의 근력과 강직의 정도, 균형 능력에 따라 훈련을 수행하는데 어려움을 호소하는 정도는 조금씩 달랐으나, 공통적으로 처음 훈련 시작 시 환측 발을 앞에 두고 건측 발을 뒤에 둔 상태에서 서 있는 것과 몸을 앞으로 이동시키면서 균형을 잡는 것을 어려워하였다. 그러나 훈련이 진행되면서 환자들은 훈련에 적응하고 잘 참여하는 모습을 볼 수 있었다. 환자들의 전과 후를 비교한 수치로는 전반적으로 환자의 보행능력이 향상 될 것을 기대할 수 있다고 말할 수 있겠으나, 시스템 기능 향상을 위해 해결이 필요한 문제 들이 아래와 같이 몇 가지 존재하였다.

4.1 Compensation

환자가 훈련을 수행할 때 환측 무릎을 편 상태에서 몸을 앞으로 움직여 경골이 앞으로 전진하면서 체중 이동 정도를 증가시켜야 하는데, 간헐적으로 무릎을 굽히거나 발 앞 쪽에 힘을 주어 목표치에 도달하려는 경향을 보였다. 그리고, 환자가 목표에 도달하는 것에만 집중하여 본인이 균형을 유지하면서 몸을 앞으로 이동시켜야 했는데도 치료사를 의지 하면서 과도하게 몸을 앞으로 숙여 넘어지는 상황도 발생하였다. 따라서 현재와 같은 족저압 측정만으로 시스템을 임상적으로 활용 하는 것은 문제가 있을 것으로 생각된다. 이를 위해 환자가 올바른 자세로 훈련하는 것을 판단하는 부가적인 장치 및 환자의 안정성을 유지하기 위한 적절한 보완 대책이 필요하리라 생각 된다.

4.2 Fancy Contents

현재는 막대 그래프로 환자의 체중 이동 정도를 실시간으로 보여주고 있는데, 이 것은 체중 이동 정도가 얼마나 달성 되었는지 이해하기는 쉽지만 비교적 단순해서 훈련 도중 쉽게 흥미가 떨어질 가능성이 있다. 그리고 그래프의 색깔을 끝까지 채워야 한다는 것이 오히려 환자에게 지나친 부담으로 작용해 목표 의식 제공이 부족할 수 있다고 사료된다. 따라서 환자가 훈련하는 동안 성취도에 따라 칭찬이나 격려하는 내용의 청각적인 효과 와 게임 요소 같은 시각적인 효과를 제공하는 등 감각적인 피드백을 제공 함으로써 환자가 흥미를 갖고 훈련에 집중할 수 있도록 유도할 필요가 있으리라 생각된다.

5. Conclusion

본 연구진은 족저압 측정을 통해 체중이동 정도를 실시간으로 측정하고 이를 환자에게 바이오 피드백을 주어 보폭 비대칭을 개선하고자 훈련 시스템을 개발하였다. 이 시스템을 뇌졸중으로 인한 보폭 비대칭을 보이는 환자 2 명을 대상으로 한 예비실험으로 6 주동안 훈련을 수행한 결과, 두 환자 모두 체중 이동 정도와 SLR 이 훈련 전에 비하여 개선되었다. 이를 근거로 추후 본 연구진이 개발한 훈련 시스템의 원리를 이용하면 편마비 환자의 보폭 비대칭 정도의 개선을 기대할 수 있을 것으로 생각된다. 그러나 더 효과적인 훈련을 위해서는 환자가 올바른 자세로 훈련하는 지를 판단하고 또한 올바른 자세로 훈련하게끔 유도하는 기능을 포함시키는 것이 필요할 것으로 사료된다.

6. Future works

환자가 올바른 자세로 훈련할 수 있도록 모션 트래커와 영상 처리, 다양한 게임 시스템 등을 적용하여 보다 개선된 훈련 프로그램을 개발할 예정이며, 기존보다 많은 환자를 대상으로 계속적인 실험을 진행할 계획이다.

후 기

이 논문은 2012 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 중견연구자지원사업(도약연구사업) 지원을 받아 수행 된 것임(No. 20120000155).

참고문헌

1. Jang, H. Y., Han, J. S., and Han, C. S., "Study on Gait Analysis of Elders and Hemiplegia Patients using 3D Motion Analysis," J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 29, No. 7, pp. 730-736, 2012.
2. Sungkarat, S., Fisher, B. E., and Kovindha, A., "Efficacy of an insole shoe wedge and augmented pressure sensor for gait training in individuals with stroke: A randomized controlled trial," Clinical Rehabilitation, Vol. 25, No. 4, pp. 360-369, 2011.
3. Dobkin, B. H., "Rehabilitation after stroke," New England Journal of Medicine, Vol. 352, No. 16, pp. 1677-1684, 2005.
4. Sackley, C. M. and Baguley, B. I., "Visual feedback after stroke with the balance performance monitor: Two single-case studies," Clinical Rehabilitation, Vol. 7, No. 3, pp. 189-195, 1993.
5. Clark, R. A., McGough, R., and Paterson, K., "Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual Nintendo Wii Balance Boards," Gait and Posture, Vol. 34, No. 2, pp. 288-291, 2011.
6. Dickstein, R., Yoeli, Y., Holtzman, S., Faust, A., and Markoviz, E., "Weight bearing on the affected lower limb in residents of a geriatric rehabilitation hospital," American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 89, No. 4, pp. 287-292, 2010.
7. Tsaklis, P. V., Grooten, W. J. A., and Franzén, E., "Effects of weight-shift training on balance control and weight distribution in chronic stroke: A pilot study," Topics in Stroke Rehabilitation, Vol. 19, No. 1, pp. 23-31, 2012.
8. Lange, B., Flynn, S., Proffitt, R., Chang, C. Y., and Rizzo, A., "Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training," Topics in Stroke Rehabilitation, Vol. 17, No. 5, pp. 345-352, 2010.
9. Kollen, B., van de Port, I., Lindeman, E., Twisk, J., and Kwakkel, G., "Predicting improvement in gait after stroke a longitudinal prospective study," Stroke, Vol. 36, No. 12, pp. 2676-2680, 2005.
10. Roerdink, M., Roeles, S., van der Pas, S. C. H., Bosboom, O., and Beek, P. J., "Evaluating asymmetry in prosthetic gait with step-length asymmetry alone is flawed," Gait and Posture, Vol. 35, No. 3, pp. 446-451, 2012.
11. Hershko, E., Tauber, C., and Carmeli, E., "Biofeedback versus physiotherapy in patients with partial weight-bearing," American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.), Vol. 37, No. 5, pp. E92-E96, 2008.
12. Isakov, E., "Gait rehabilitation: A new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb," Europa Medicophysica, Vol. 43, No. 1, pp. 21-26, 2007.
13. Feasel, J., Whitton, M. C., Kassler, L., Brooks, F. P., and Lewek, M. D., "The integrated virtual environment rehabilitation treadmill system," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation

- Engineering, Vol. 19, No. 3, pp. 290-297, 2011.
14. Worms, G., Matjacić, Z., Gollee, H., Cikajlo, I., Goljar, N., and Hunt, K. J., "Dynamic balance training with sensory electrical stimulation in chronic stroke patients," International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 1, pp. 2150-2153, 2006.
 15. Stoller, O., Waser, M., Stammeler, L., and Schuster, C., "Evaluation of robot-assisted gait training using integrated biofeedback in neurologic disorders," Gait and Posture, Vol. 35, No. 4, pp. 595-600, 2012.
 16. Young, C. R., "The F-SCAN system of foot pressure analysis," Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, Vol. 10, No. 3, pp. 455-461, 1993.
 17. Han, T. R., Paik, N. J., and Im, M. S., "Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer," Gait and Posture, Vol. 10, No. 3, pp. 248-254, 1999.